第 39 卷 第 5 期
2022 年 10 月

应 用 力 学 学 报
Chinese Journal of Applied Mechanics

Vol. 39 No. 5
Oct. 2022

文章编号:1000-4939(2022)05-0997-10

经颅直流电刺激对肘关节等动运动中力量输出、肌肉活性的影响

高扬,宋林杰,李路,傅维杰,黄灵燕

(上海体育学院"运动健身科技"省部共建教育部重点实验室,200438 上海)

摘 要:探究经颅直流电刺激(tDCS)对肘关节等动运动中力量输出、肌肉活性、皮层兴奋性的影响。选取 16 名健康男性大学生按照随机、双盲、交叉的实验设计,分别接受阳极、阴极和假刺激,电流大小 2 mA,持续时间 20 min。通过双因素重复测量方差分析(时间×刺激模式)比较不同条件下肘关节等动运动中屈伸肌群肌肉力量输出、肌肉活性以及皮层兴奋性的差异。结果表明:①力量输出:高速 180 °/s 下,肘关节屈肌峰值功率、屈伸总做功在阳极刺激后保持不变,阴极与假刺激后均显著减小($P<0.05$);②肌肉活性:3 种刺激模式均未对屈伸动作时的主动肌和拮抗肌激活水平产生显著影响,组间和组内均无统计学意义;③皮层兴奋性:阳极刺激后运动诱发电位(MEP)振幅显著增大($P<0.05$),阴极刺激后显著降低($P<0.05$),而假刺激前后无统计学意义。阳极 tDCS 不能提高健康年轻男性肘关节肌肉力量,但对增强肌肉抗疲劳能力,维持高强度做功能力具有积极影响。研究提示,这种神经调控技术可作为一种新型运动训练辅助装备,用于需要保持上肢高功率输出的项目。

关键词:经颅直流电刺激;肌肉力量;肌肉活性;皮层兴奋性

中图分类号:G842 **文献标志码**:A **DOI**:10.11776/j.issn.1000-4939.2022.05.023

Effects of transcranial direct current stimulation on force output and muscle activity of elbow joint during isokinetic performance

GAO Yang, SONG Linjie, LI Lu, FU Weijie, HUANG Lingyan

(Key Laboratory of Exercise and Health Sciences of Ministry of Education, Shanghai University of Sport, 200438 Shanghai, China)

Abstract: To investigate the effects of transcranial direct current stimulation (tDCS) on strength output, muscle activity, and cortical excitability during maximum-intensity elbow isokinetic movements. Sixteen healthy male college students were selected to receive anodal, cathodal or sham stimulation randomly in this double-blind, crossover study. The stimulation lasted 20 min at a current intensity of 2.0 mA. Two-way (time × stimulation modes) ANOVA with repeated measures was used to analyze the differences in power

收稿日期:2022-02-18 **修回日期**:2022-04-09

基金项目:"运动健身科技"教育部重点实验室 2022 开放课题资助项目(No. 2022KF0006);国家重点研发计划"科技冬奥"重点专项资助项目(No. 2018YFF0300501);国家自然科学基金重点资助项目(No. 11932013)

通信作者:黄灵燕。E-mail:alice37yn@163.com

引用格式:高扬,宋林杰,李路,等. 经颅直流电刺激对肘关节等动运动中力量输出、肌肉活性的影响[J]. 应用力学学报,2022,39(5):997-1006.
GAO Yang, SONG Linjie, LI Lu, et al. Effects of transcranial direct current stimulation on force output and muscle activity of elbow joint during isokinetic performance[J]. Chinese journal of applied mechanics, 2022, 39(5):997-1006.

output, muscle activity, and cortical excitability of elbow flexor and extensor during isokinetic elbow joint movements under different conditions. Results: ①Strength output: At a high speed of 180 °/s, the peak power of elbow flexion and total work of elbow flexion and extension decreased significantly after both cathodal and sham stimulation ($P<0.05$), but were not found after anodal stimulation. ②Muscle activity: None of the three stimulation modes significantly affected the activation levels of agonist and antagonist muscles, and there was no significant difference between and within groups. ③Cortical excitability: The motor evoked potential (MEP) amplitude increased significantly ($P<0.05$) after anodal stimulation and decreased significantly after cathodal stimulation ($P<0.05$), but there was no significant difference after sham stimulation. The application of anodal tDCS could not improve the elbow muscle strength of healthy young men, but had a positive effect in enhancing anti-fatigue ability of elbow muscles and maintaining high-intensity work capacity. It was suggested that this neuromodulation technology can be used as a new type of sports training auxiliary equipment for events that need to maintain high power output of upper limbs.

Key words: transcranial direct current stimulation; muscle strength; muscle activity; motor cortex excitability

在竞争激烈的竞技体育中,提升运动表现和成绩的压力巨大,促使运动员寻求外源性或者神经科学手段的帮助[1]。经颅直流电刺激(transcranial direct current stimulation, tDCS)作为主要脑刺激技术的一种,通过施加于头皮上的持续且微弱的电流(一般小于 2 mA),达到调节静息膜电位[2],引起皮层兴奋性变化的效果[3]。tDCS 已经被证明在提高健康人群的肌肉力量,延缓运动疲劳以及促进运动技能学习方面有一定潜力[4-5]。由于其无创、安全无副作用的优势[6-7],已有运动员和军队在训练中使用 tDCS 设备[8]。不少专业运动队将 tDCS 用于日常训练,以增强大脑与肌肉的连接,提高运动员完成动作的协调性[9],因此,tDCS 也被称为"神经启动技术"[10]。

Cogiamanian 等[11]首次研究了 tDCS 对于肌肉力量的影响,结果表明,阳极刺激作用于运动皮层可以延长肘关节屈肌在次最大强度等长收缩运动中达到力竭的时间。此后,又有研究进一步探究了 tDCS 对于上肢运动表现的影响。其中大部分都关注了 tDCS 对肘屈肌最大自主收缩或次最大自主等长收缩的影响[11-15],并证明了 tDCS 的增益效果。但是,tDCS 对于动态运动中力量表现的研究数量有限[16-17],其中一项研究发现 tDCS 可以增加肘关节完成 10RM 负荷屈曲的次数,另一项研究关注了腕伸肌 1RM。研究表明,不同的运动类型会影响 tDCS 的作用效果[18]。综上,tDCS 对上肢等动运动的影响还需进一步探究,以全面了解 tDCS 对于上肢力量表现的增益效果,从而应用于健康人或运动员。

tDCS 改善肌肉表现的潜在机制尚未完全清楚。研究发现,阳极 tDCS 施加于 M1 后,能够观察到经颅磁刺激(transcranial magnetic stimulation, TMS)引起的运动诱发电位(motor evoked potential, MEP)振幅的增加[3,19],还有研究发现 tDCS 能够在短时间肌肉收缩期间调节肌电振幅/力的关系,表明促进了运动单元的募集[20]。此前的研究,只探究了主动肌、拮抗肌在等长收缩中的变化[11,21],动态运动中 tDCS 对神经肌肉的调节作用是否一样还不得而知。

综上所述,本研究旨在探究 tDCS 作用于 M1 上肢区域对肘关节屈伸肌群力量输出的影响,并且使用 TMS 和表面肌电分别观察神经和肌肉在刺激前后的变化,以期为 tDCS 应用于训练实践提供数据参考和理论基础。

1 研究对象与方法

1.1 研究对象

经过招募,来自体育学院的 16 名健康男性参加了此次实验,年龄(24.4 ± 1.9)岁;身高(173.3 ± 6.0)cm;体质量(68.7 ± 10.3)kg。纳入标准包括:①经过评价为右利手;②近半年没有肩、肘、腕关节的运动损伤;③无针对上肢的乐器学习或运动项目训练经历;④近 3 个月没有服用精神类或镇定类药物;⑤无皮肤过敏、体内金属植入物等经颅直流电刺

激禁忌症。实验前,受试者会被告知本实验的目的、实验流程以及注意事项,在自愿的情况下参加本实验并签署知情同意书。

1.2　实验仪器

1.2.1　经颅直流电刺激仪

本研究使用德国 Neuroconn 公司生产的 DC-STIMULATOR 多通道经颅直流电刺激仪对受试者进行电刺激干预。直流电强度大小为 0 ~ 4.5 mA,最大电压为 20 V,矩形电极片的厚度为 2 mm,尺寸为 35 cm^2(5 cm × 7 cm)。

1.2.2　等动肌力测试仪

使用瑞士 CMV AG 公司生产的人体等动测试系统 Con-Trex(PM1/MJ,CMVAG Corp.,Switzerland)对右侧肘关节进行等动屈、伸运动的肌力测试。

1.2.3　表面肌电采集系统

采用 16 通道的美国 Delsys 无线表面肌电测试和分析系统(Trigno Wireless EMG,DELSYS Inc.,Natick,USA)(图 1),采集肘关节等动运动中的肱二头肌和肱三头肌表面肌电信号,采样频率为2 000 Hz。



图 1　无线传感器与基站

Fig. 1　Wireless sensors and base station

1.2.4　经颅磁刺激仪

使用英国 Magstim 公司生产的经颅磁刺激仪(型号 Magstim200),将直径均为 9 cm 的 8 字形线圈,连接至经颅磁刺激仪,对受试者左侧 M1 区进行刺激。

1.3　电刺激方案

本研究刺激目标区域为 M1 区[22],为了提高运动表现,将参考电极置于大脑外比脑上更有效[21,23]。阳极刺激中阳极电极(红色)放置于左侧 M1 区(C3),参考电极(蓝色)放置于右侧三角肌中束[12],以 2 mA 电流强度刺激 20 min(图 2)。阴极刺激的电极摆放位置与阳极刺激相反,刺激强度、时间不变。为了证明不同刺激类型的效果,本研究依据前人的类似研究设计了假刺激条件[24-25]。假刺激的电极摆放位置与阳极刺激相同,采用“渐入渐出”方案,电流强度在开始的 20 s 内上升至 2 mA,保持 30 s 后下降至 0 mA,持续至 20 min。该方案被认为具有足够的盲效[26],受试者难以区分阳极刺激与假刺激。同时,由于刺激时间较短,难以引发皮层兴奋性的变化[3,25],因此常作为对照组以探究不同刺激条件下的效果[27]。

所有受试者被要求在干预时保持静坐状态,避免其他实验干扰,刺激电流阻抗控制在 5 kΩ 以下。刺激结束后,受试者被要求填写副作用和盲效问卷。

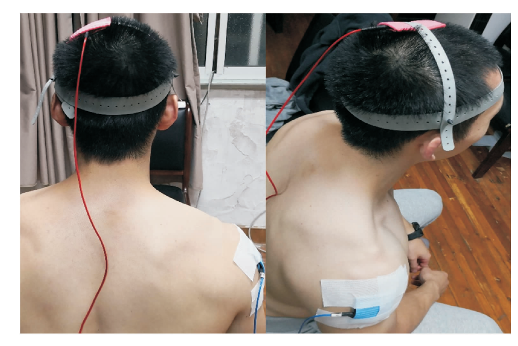


图 2　阳极刺激电极片放置位置

(红色为阳极,蓝色为参考电极)

Fig. 2　Electrodes' placement of anodal stimulation

(red represents anode and blue represents reference)

1.4　实验流程

本研究一共包含 2 个实验。

实验 1:本实验采用随机、双盲、交叉设计。受试者需要来 4 次实验室,第 1 次进行人体测量、熟悉实验流程和测试任务。之后的 3 次访问随机对受试者进行阳极、阴极以及假刺激干预,中间间隔 48 ~ 72 h。电刺激干预由一名专业的实验人员操作,刺激类型由计算机生成的序列随机分配,受试者和测试人员都不清楚施加的刺激类型。

受试者来到实验室后,首先进行 5 min 的右侧肱二头肌和肱三头肌静态拉伸。拉伸结束后,根据 SENIAM 放置肌电建议[28]对受试者右侧上肢肌群进行定位。随后,在肌腹位置进行备皮工作,包括剔除毛发,清洁死皮,用医用酒精棉球清理皮肤。将无线表面肌电传感器按照肌纤维走向,平行粘贴于肌腹处,并使用医用胶带固定在肱二头肌和肱三头肌上。使用 4 kg 的哑铃进行弯举和臂屈伸热身后,进行等动肌力测试。测试完成,待受试者休息至心率稳定

后,进行 20 min 的 tDCS 刺激。之后,再完成一次与之前相同的热身以及等动肌力测试。受试者被要求在实验前一天避免高强度的体力活动以及酒精摄入,并保持相同的饮食和作息。同时,避免在实验开始前 8 h 内摄入咖啡,以防对大脑产生兴奋作用,干扰实验结果[29]。

实验 2:实验 2 由实验 1 中的 16 人参加,受试者需要来实验室 4 次。第 1 次进行 TMS 基线阈值测试,寻找头皮上的运动热点区域,标记并记录。MEP 测试需要使用 TMS 基线阈值的 120% 强度[11],有 8 名受试者阈值过高,TMS 强度提高后产生了疼痛,因此被排除,避免造成不适以及影响实验结果[30]。第 2 ~ 4 次, 受试者随机接受阳极、阴极和假刺激, 随机方法与实验 1 相同, 并在刺激前后进行 MEP 测试。

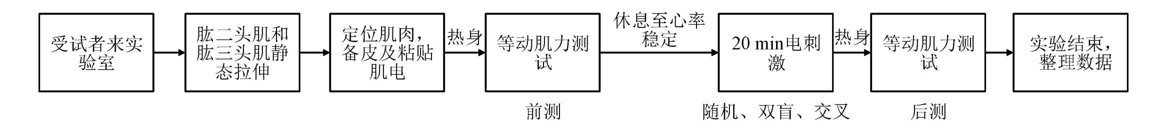


图 3 测试流程图

Fig. 3 Flow chart of the experiment

1.4.1 等动肌力测试

受试者严格按照等动测力仪操作手册进行座位调节,用绑带将大臂完全固定在椅背上,以使肱二头肌和肱三头肌能够更好地孤立发力。肘关节屈伸活动范围根据每位受试者进行调整,在首次来访时进行记录,确保在后续来访中一致。在按测试动作(速度设定为 240 °/s)进行 3 次适应性活动后,开始正式测试。受试者在实验人员的提示下分别进行肘关节在 180 °/s 和 60 °/s 下的屈、伸等动向心测试,每种速度下各做 1 组,每组 5 次,组间休息 1 min。测试过程中,实验人员会持续地给予每位受试者一致的口头鼓励,确保受试者尽全力完成测试。

1.4.2 经颅磁刺激

通过单脉冲 TMS 刺激后产生的 MEP 变化对比 3 组干预模式前后 M1 区右侧第一骨间背侧肌(first dorsal interosseous, FDI)上的皮层兴奋性差异。具体操作为:在 Cz 点左侧 2 cm 左右定位 FDI 的运动皮层代表区,手持线圈于颅骨的切线位置呈 45°,在内外方向移动线圈,使用 TMS 刺激。在右侧 FDI 使用 Ag/AgCl 电极记录 MEP,并在能够持续诱发出目标肌肉最大 MEP 振幅的皮层部位使用记号笔标记为运动热点(hot spot)。其中,TMS 检测强度设置为 1 mV,即规定当肌肉放松时,在 10 次刺激中至少一半的连续性测试能够产生 1 mV MEPs 的最小刺激强度。

1.5 数据处理

1)力量输出表现相关指标:通过等动测试系统,可以得到肘关节等动向心收缩过程中屈、伸肌群峰值功率(peak power, W/kg)、平均功率(average power, W/kg)以及总做功(total work, J/kg)指标。

2)肌肉活性指标:对采集的原始肌电信号先进行带通滤波(截止频率为 10 ~ 100 Hz),然后对滤波后的肌电数据进行基线调整与全波整流,最后计算均方根振幅(root mean square, RMS)。使用单块肌肉的 5 次屈伸运动中 RMS 最大值RMS_{max}进行标准化处理[31],主动肌或拮抗肌的激活水平计算方法如下。

$$RMS(\%) = \frac{RMS_i}{RMS_{max}} \times 100\%$$

其中,RMS_i表示在某一速度下肌肉的 RMS 平均值,这里 i = 60 °/s, 180 °/s。

3)皮层兴奋性指标:取后 9 次连续且有效的 MEP 峰-峰波幅值计算平均值。

1.6 统计与分析

实验数据均以平均值 ± 标准差($\bar{X}$ ± SD)的形式表示,所有数据使用 SPSS22.0 和 EXCEL2019 软件进行统计。本研究采用双因素(时间 × 刺激模式)重复测量方差分析(two-way repeated measures ANOVA)探究不同条件下肌肉力量输出、肌肉活性和皮层兴奋性的变化。如果存在交互作用,则通过 LSD 事后检验进行两两比较。显著性水平均设为 $P < 0.05$。

2 研究结果

2.1 电刺激副作用及盲效

本研究的 16 名受试者完成了 2 个实验中的全部刺激,没有出现相关副作用和不良反应。2 次实验共收到盲效问卷 72 份,只有 42 份预测正确,正确

率为 58.3%，表明本方案具有不错的盲效。

2.2　tDCS 对力量输出的影响

2.2.1　肘关节屈伸肌峰值功率

在等动 180 °/s 的条件下，对于屈肌的峰值功率，刺激条件和时间存在交互作用[$F(2,30)$ = 4.908，P = 0.014]。阴极刺激和假刺激后相比刺激前显著降低（P = 0.001，P = 0.043），如图 4 所示。刺激条件和时间对伸肌的峰值功率和等动 60 °/s 的下的屈伸峰值功率均没有交互作用。下文图中 * 表示同一组刺激前后具有统计学意义，P < 0.05；# 表示组间具有统计学意义，P < 0.05，下同。

表 1　不同刺激条件下等动向心收缩过程中肘关节屈伸肌群力量输出表现指标

Tab. 1　Comparison of power output parameters during isokinetic concentric contraction between different experimental conditions

肌群	指标		60 °/s			180 °/s		
			a-tDCS	c-tDCS	sham-tDCS	a-tDCS	c-tDCS	sham-tDCS
屈肌	PP/(W·kg^{-1})	前	0.82 ± 0.14	0.82 ± 0.11	0.82 ± 0.15	1.54 ± 0.48	1.51 ± 0.21	1.53 ± 0.32
		后	0.84 ± 0.18	0.81 ± 0.12	0.80 ± 0.14	1.61 ± 0.54	1.33 ± 0.23 *	1.40 ± 0.26 *
	AP/(W·kg^{-1})	前	0.45 ± 0.10	0.44 ± 0.08	0.43 ± 0.10	0.56 ± 0.19	0.56 ± 0.11	0.53 ± 0.12
		后	0.43 ± 0.11	0.42 ± 0.07	0.41 ± 0.07	0.56 ± 0.20	0.51 ± 0.12	0.51 ± 0.10
伸肌	PP/(W·kg^{-1})	前	0.70 ± 0.14	0.75 ± 0.16	0.70 ± 0.16	1.19 ± 0.45	1.21 ± 0.33	1.18 ± 0.34
		后	0.71 ± 0.15	0.70 ± 0.18	0.70 ± 0.18	1.17 ± 0.33	1.07 ± 0.34	1.12 ± 0.38
	AP/(W·kg^{-1})	前	0.35 ± 0.08	0.37 ± 0.10	0.33 ± 0.10	0.44 ± 0.16	0.45 ± 0.12	0.42 ± 0.13
		后	0.34 ± 0.10	0.35 ± 0.09	0.33 ± 0.07	0.43 ± 0.13	0.40 ± 0.10	0.39 ± 0.11

注：a-tDCS 为阳极刺激；c-tDCS 为阴极刺激；sham-tDCS 为假刺激；PP 为峰值功率；AP 为平均功率；* 表示刺激前后有统计学意义，即 P < 0.05。

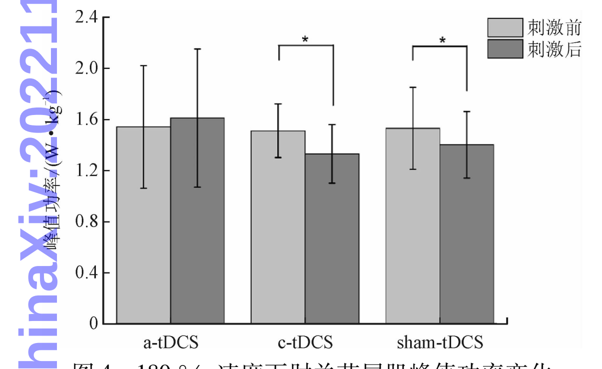


图 4　180 °/s 速度下肘关节屈肌峰值功率变化

Fig. 4　Effects of tDCS on peak power of elbow flexor at 180 °/s

2.2.2　肘关节屈伸肌平均功率

在等动 180 °/s 的条件下，刺激条件和时间对屈肌和伸肌的平均功率，没有交互作用，刺激后的屈伸肌群的平均功率显著降低（屈肌，P = 0.016；伸肌，P = 0.014）（图 5）；在等动 60 °/s 的条件下，对于屈肌和伸肌的平均功率，刺激条件和时间没有交互作用，刺激后的屈伸肌群的平均功率显著降低（屈肌，P = 0.009；伸肌，P = 0.044）（图 6）。

2.2.3　肘关节屈伸总功

对于 180 °/s 下的屈伸总功，刺激条件和时间存在交互作用（$F(2,30)$ = 2.644，P = 0.036）。在高速 180 °/s 条件下，肘关节屈伸总做功在阴极刺激与假刺激干预后均显著减小（P = 0.009，P = 0.017），而组间无统计学意义（图 7）；对于 60 °/s 下的屈伸总功，刺激条件和时间没有交互作用，刺激后的屈伸总功显著下降（P = 0.001）。

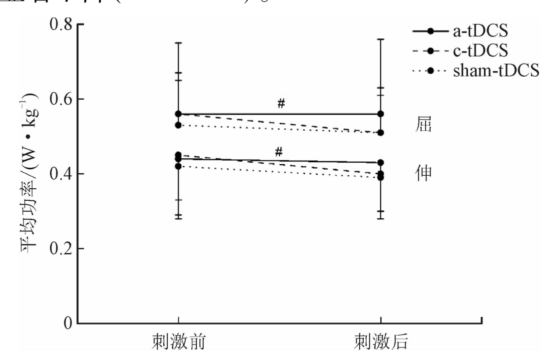


图 5　180 °/s 速度下肘关节屈、伸肌平均功率变化

Fig. 5　Effects of tDCS on the average power of elbow flexor and extensor at 180 °/s

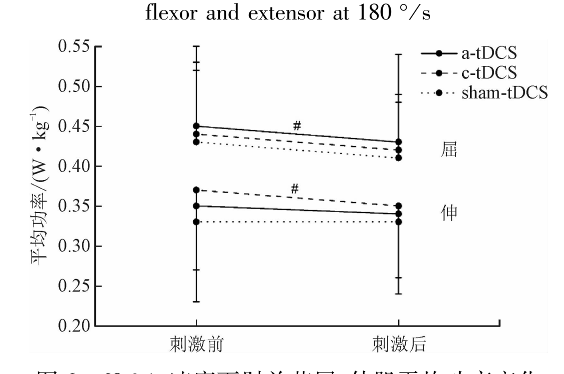


图 6　60 °/s 速度下肘关节屈、伸肌平均功率变化

Fig. 6　Effects of tDCS on the average power of elbow flexor and extensor at 60 °/s

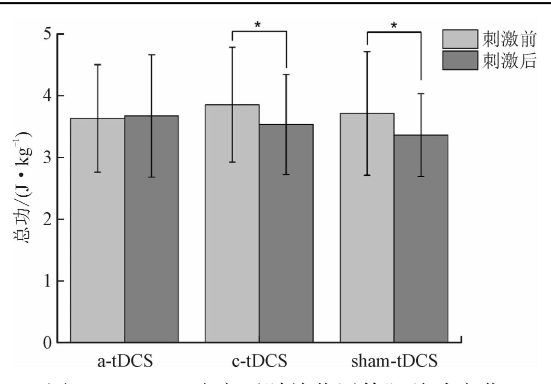


图 7 180 °/s 速度下肘关节屈伸肌总功变化

Fig. 7 Effects of tDCS on total work of elbow flexor and extensor at 180 °/s

2.3 tDCS 对肌肉活性的影响

如表 2 和表 3 所示,两种速度下, 3 种不同刺激类型干预前后,作为主动肌的肱二头肌和肱三头肌激活水平均未发生显著变化,组间和组内没有统计学意义($P>0.05$);同时,作为拮抗肌的肱二头肌和肱三头肌激活水平也未发生显著变化($P>0.05$),组间和组内没有统计学意义($P>0.05$)。

2.4 运动皮层兴奋性的改变

对于 MEP,刺激条件和时间存在交互作用($F(2,14)=5.625$, $P=0.016$)。阳极刺激后 MEP 振幅较刺激前显著提高了 26.8%(刺激前(1.23 ± 0.08) mV,刺激后(1.56 ± 0.2) mV, $P=0.046$)。阴极刺激后 MEP 振幅相比刺激前显著降低了 26.3%(刺激前(1.33 ± 0.13) mV,刺激后(0.98 ± 0.09) mV, $P=0.034$),且显著低于阳极刺激组与假刺激组,而假刺激组干预前后无统计学意义(图 8)。

表 2 两种速度下主动肌激活水平(%)

Tab. 2 Activation level of agonistic muscle at two speeds (%)

肌肉		等动 60 °/s			等动 180 °/s		
		a-tDCS	c-tDCS	sham-tDCS	a-tDCS	c-tDCS	sham-tDCS
肱二头肌	前	88.5 ± 16.1	86.2 ± 17.8	87.2 ± 16.3	86.2 ± 18.5	90.3 ± 15.4	88.1 ± 15.5
	后	93.0 ± 18.0	87.3 ± 11.0	92.7 ± 15.1	88.6 ± 11.5	89.0 ± 10.8	92.5 ± 15.1
肱三头肌	前	85.9 ± 15.5	87.4 ± 17.7	86.7 ± 16.7	85.6 ± 18.9	90.5 ± 13.2	86.2 ± 16.1
	后	83.3 ± 14.3	86.3 ± 16.5	90.2 ± 13.8	84.7 ± 19.5	88.9 ± 12.7	90.1 ± 16.5

表 3 两种速度下拮抗肌激活水平(%)

Tab. 3 Activation level of antagonistic muscle at two speeds (%)

肌肉		等动 60 °/s			等动 180 °/s		
		a-tDCS	c-tDCS	sham-tDCS	a-tDCS	c-tDCS	sham-tDCS
肱二头肌	前	5.2 ± 3.1	4.5 ± 1.8	5.5 ± 2.5	5.1 ± 2.7	4.5 ± 1.7	5.6 ± 2.7
	后	5.0 ± 2.7	4.3 ± 1.7	5.8 ± 2.7	4.9 ± 2.2	4.6 ± 1.6	5.8 ± 2.4
肱三头肌	前	45.1 ± 18.2	51.0 ± 23.0	48.1 ± 27.7	47.2 ± 24.7	50.9 ± 27.6	49.7 ± 25.6
	后	45.7 ± 21.4	48.3 ± 23.7	50.1 ± 26.7	43.4 ± 21.7	46.7 ± 24.7	52.0 ± 26.8

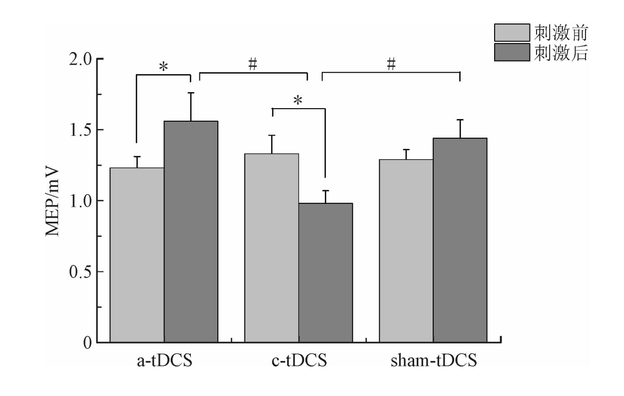


图 8 三种刺激前后 MEP 振幅变化

Fig. 8 Effects of tDCS on MEP amplitude

3 讨 论

本研究的目的是探究应用于左侧 M1 区的 20 min tDCS 对等动运动中上肢力量输出的影响。结果表明,阳极刺激相比阴极刺激和假刺激,对于肘关节的力量输出并没有明显的增益作用。这些发现在肌肉活动评估中得到了证实,在两次大强度运动之间进行 20 min 的 tDCS 刺激并不能改变肘关节屈伸运动时的肌肉活动。但是,通过对肘关节屈伸力量特征指标的分析,发现其对缓解因疲劳导致的运

动表现下降具有一定的效果。

3.1　tDCS 对肘关节力量输出的影响

本研究首次探究了 tDCS 对肘关节屈伸肌群在长时间大强度等动运动中的力量输出的影响。3 种 tDCS 刺激前后,肘关节屈伸肌群在等动运动中的峰值功率、平均功率都没有增强。大量研究表明,10 ~ 20 min 的 tDCS 可以提高上肢或下肢肌肉(maximum voluntary contraction, MVC)力量[32-33]或延长次最大自主等长收缩至力竭(TTE)的时间[11-15]。但是,Montenegro 与本研究一样,并没有发现 2 mA,20 min 的阳极 tDCS 能够提高膝关节等动运动中的峰值功率、总功等力量表现[34]。与本研究中使用的测试方案相似,Montenegro 等也使用了多次重复的等动肌力测试,需要长时间的最大努力[35]。对于此现象,已有研究表明,在持续的最大收缩中,对于运动神经元的重复激活可能会降低其对突触输入的应答反应,还可能会增加复发性抑制。对于某些肌肉,小直径的肌肉传入活动会抑制运动神经元。尽管下行的驱动可能不会减小,但即使有额外的运动皮层输出,也无法补偿运动神经元池的变化,最终导致运动单位募集减慢,容易引发中枢疲劳[36]。因此,刺激的有效性可能取决于肌肉收缩的类型(等长与动态)或募集的肌肉量(大肌群与小肌群),这可能会影响神经中枢收到的信息[37]的以及运动皮质需求的大小[34]。未来的研究需要确定 tDCS 对于不同运动类型的应用效果,以更好的应用于康复和训练中。

本研究中屈伸肌群的平均功率在刺激后显著下降,表明大强度的等动运动测试使受试者产生了疲劳。但是阳极刺激后,180 °/s 下肘关节屈肌峰值功率和屈伸肌群总做功仍然保持,而阴极和假刺激后显著下降,这表明阳极刺激能够提高肌肉抗疲劳的能力。研究表明,动作速度是等动运动中肌肉疲劳产生的重要因素,随着速度的降低,疲劳的积累会加快[38],这可能是本研究只在 180 °/s 速度下观察到了阳极 tDCS 效果的原因。与本研究相似,Abdelmoula、Lattari 等发现,阳极刺激可以延长次最大强度下单关节持续收缩[12,21]和全身性耐力运动至力竭的时间[24,39]。本研究观察到刺激后 MEP 提高,但这种由膜极化和神经递质释放变化引起的作用可能对最大运动强度的敏感性较低[40],因此功率输出没有增加。但是,对 M1 区的阳极刺激可能促进了肌肉的下行驱动,从而减少了运动前区的活动,使受试者在产生相同力量的同时感觉更少的努力[21]。

M1 区是 tDCS 研究中最主要的刺激区域[18]。tDCS 刺激 M1 区改善运动表现的可能原因是提高了运动皮层的兴奋性,从而维持运动神经元的神经活动,延缓活动肌肉的神经单元的减少[18,36]。本研究对优势脑半球的 M1 区进行刺激,但是等动运动的表现没有提升。Lampropoulou 和 Kan 等[41-42]同样对优势运动皮层进行了刺激,也没有发现 MVC 和 TTE 表现的提升。Boggio 等[43]发现,阳极 tDCS 刺激非优势半脑 M1 区后,非优势手的运动表现显著提升,然而,阳极 tDCS 刺激优势半脑 M1 区并没有导致显著的手部运动功能改善。对于此种现象,已有研究表明与非优势运动皮层相比,优势运动皮层表现出更低的运动阈值、更高的运动诱发电位[44],以及更短的静默期[45]。这表明优势脑半球已经处在或接近最佳激活状态[46],因此外部来源(如阳极刺激)造成的神经元兴奋性增加,不会对优势手的功能带来额外的收益。近年来的一些研究改变了参考电极的摆放位置,发现置于对侧额头[47]或对侧眼上框[48-49]可以提高最大力量表现。这种现象可能是由于参考电极的摆放位置决定了电流在头皮上的走向,特殊位置的参考电极可能刺激了周边的脑区,因此对于刺激效果有很大影响[50]。之后的研究需要对刺激方案进一步探究,以确定 M1 区是否是最佳的刺激区域。

3.2　tDCS 对神经肌肉的影响

本研究对肘关节执行等动向心运动时屈伸肌(肱二头肌与肱三头肌)的肌肉活动进行了监测,并没有发现干预前后主动肌、拮抗肌的激活水平有显著提高。Krishnan 等研究发现,阳极 tDCS 刺激后,肱二头肌在 37.5% 和 50% MVC 肘关节屈曲运动中肌肉激活水平显著提高[20]。造成这种差异的原因可能是由于等动运动强度较高,受试者在测试任务执行中都尽了最大努力,因此,主动肌的平均激活程度在两种速度上均接近于 100% 的水平,存在“天花板效应”[51],即指标接近测量上限,变化幅度较小,难以反映出电刺激对激活程度的真实影响。此外,在持续的最大强度收缩中可观察到肌电的时域信号幅值减小的现象[52],这是由于在此类运动中所募集的运动单位趋于饱和,随着疲劳的发展运动单位募集程度降低所导致的,但在本研究中,单组测试持续时间较短(<20 s),而肌电参数对其评定并不敏感,

可能无法准确检测到短时间内运动神经元中枢募集的细微变化[11,53]。

MEP振幅的变化可以反映运动-皮质脊髓传导通路兴奋性的改变[54]。本研究发现,与刺激前相比,阳极刺激后MEP振幅显著提高(26.8%),而阴极刺激后显著下降(26.3%),假刺激后则无显著性差异。这与前人的研究结果一致[55],表明tDCS可以提高刺激区域皮层的兴奋性。Hand等[56]研究发现,有训练经历的自行车运动员的上下肢MEP振幅显著高于正常人,说明长期训练后也会造成大脑皮层神经元兴奋性的提高,可塑性增强。研究发现,4次20 min,2 mA的阳极tDCS刺激后,力量输出表现和MEP振幅都显著提高[57]。而本研究只观察到了MEP的提高,而运动表现并没有改善。这可能是因为个体之间皮层兴奋性和可塑性存在差异,与变异性低的个体相比,在变异性高的个体中,TMS可能会引发更大的MEP振幅[58]。此外,有研究表明,在使用大电极片时,除了刺激靶区,还会影响邻近的躯体感觉和一些运动前皮层区域,从而影响了持续收缩期间的感觉运动整合和相关的认知需求,而不改变发送到脊髓运动神经元的运动指令[12],进而提高了运动表现。

研究局限:本研究使用的是传统的35 cm^2的矩形电极片,过大的尺寸可能导致运动皮层周边的区域也受到了刺激,从而降低了tDCS刺激的精确性,不能确定M1区的兴奋性提高是运动表现改善的主要原因。未来可能需要使用高精度tDCS或经过软件模拟的个性化电极放置方案以提高刺激精确性。此外,运动环境、心理和情感因素可能会影响本研究的结果,但这些因素并没有得到评估,未来可以结合心理量表等手段获取更多这方面的证据支持。最后,在实验设计方面,本研究的运动任务和皮层兴奋性测试不在同一研究中,这在一定程度上增加了对于tDCS作用机制研究的难度。

4 结　论

作用于M1区的tDCS对肘关节力量输出没有显著的增益效果,但是阳极刺激后,峰值功率与总做功衰减率相对于阴极刺激和假刺激显著减少。故tDCS可以作为增强健康男性大学生上肢肌肉抗疲劳能力,维持高强度做功能力的潜在手段。

参考文献:

[1] DAVIS N J. Neurodoping: Brain stimulation as a performance-enhancing measure[J]. Sports medicine, 2013, 43(8): 649-653.

[2] STAGG C J, NITSCHE M A. Physiological basis of transcranial direct current stimulation[J]. Neuroscientist, 2011, 17(1): 37-53.

[3] NITSCHE M A, PAULUS W. Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation [J]. Journal of physiology, 2000, 527(3): 633-639.

[4] 殷可意,刘宇. 无创深部定位脑刺激:提升运动表现[J]. 体育科学, 2019, 39(5): 96-97.
YIN Keyi, LIU Yu. Non-invasive deep localized brain stimulation: Improving motor performance[J]. China sports science, 2019, 39(5): 96-97 (in Chinese).

[5] CHINZARA T T, BUCKINGHAM G, HARRIS D J. Transcranial direct current stimulation and sporting performance: A systematic review and meta-analysis of transcranial direct current stimulation effects on physical endurance, muscular strength and visuomotor skills[J]. European journal of neuroscience, 2022, 55(2): 468-486.

[6] POREISZ C, BOROS K, ANTAL A, et al. Safety aspects of transcranial direct current stimulation concerning healthy subjects and patients[J]. Brain research bulletin, 2007, 72(4/5/6): 208-214.

[7] FRANK E, WILFURTH S, LANDGREBE M, et al. Anodal skin lesions after treatment with transcranial direct current stimulation [J]. Brain stimulation, 2010, 3(1): 58-59.

[8] REARDON S. "Brain doping" may improve athletes' performance [J]. Nature, 2016, 531(7594): 283-284.

[9] HORNYAK T. Smarter, not harder[J]. Nature, 2017, 549(7670): S1-S3.

[10] BOURZAC K. Neurostimulation: Bright sparks[J]. Nature, 2016, 531(7592): S6-S8.

[11] COGIAMANIAN F, MARCEGLIA S, ARDOLINO G, et al. Improved isometric force endurance after transcranial direct current stimulation over the human motor cortical areas[J]. European journal of neuroscience, 2007, 26(1): 242-249.

[12] ABDELMOULA A, BAUDRY S, DUCHATEAU J. Anodal transcranial direct current stimulation enhances time to task failure of a submaximal contraction of elbow flexors without changing corticospinal excitability[J]. Neuroscience, 2016, 322: 94-103.

[13] WILLIAMS P S, HOFFMAN R L, CLARK B C. Preliminary evidence that anodal transcranial direct current stimulation enhances time to task failure of a sustained submaximal contraction[J]. PloS one, 2013, 8(12): e81418.

[14] OKI K, CLARK L A, AMANO S, et al. Effect of anodal transcranial direct current stimulation of the motor cortex on elbow flexor muscle strength in the very old[J]. Journal of geriatric physical therapy, 2019, 42(4): 243-248.

[15] MUTHALIB M, KAN B, NOSAKA K, et al. Effects of transcranial direct current stimulation of the motor cortex on prefrontal cortex activation during a neuromuscular fatigue task: An fNIRS study

[J]. Advances in experimental medicine and biology, 2013, 789: 73-79.

[16] LATTARI E, ANDRADE M L, FILHO A S, et al. Can transcranial direct current stimulation improve the resistance strength and decrease the rating perceived scale in recreational weight-training experience? [J]. Journal of strength and conditioning research, 2016, 30(12): 3381-3387.

[17] HENDY A M, KIDGELL D J. Anodal tDCS applied during strength training enhances motor cortical plasticity[J]. Medicine and science in sports and exercise, 2013, 45(9): 1721-1729.

[18] MACHADO S, JANSEN P, ALMEIDA V, et al. Is tDCS an adjunct ergogenic resource for improving muscular strength and endurance performance? A systematic review[J]. Frontiers in psychology, 2019, 10: 1127.

[19] NITSCHE M A, PAULUS W. Sustained excitability elevations induced by transcranial DC motor cortex stimulation in humans[J]. Neurology, 2001, 57(10): 1899-1901.

[20] KRISHNAN C, RANGANATHAN R, KANTAK S S, et al. Anodal transcranial direct current stimulation alters elbow flexor muscle recruitment strategies[J]. Brain stimulation, 2014, 7(3): 443-450.

[21] ANGIUS L, PAGEAUX B, HOPKER J, et al. Transcranial direct current stimulation improves isometric time to exhaustion of the knee extensors[J]. Neuroscience, 2016, 339: 363-375.

[22] 乔淇淇，王新，康灵，等. 经颅直流电刺激技术对运动表现影响的国外研究进展[J]. 体育科学, 2020, 40(6): 83-95.
QIAO Qiqi, WANG Xin, KANG Ling, et al. Foreign research progress on the effect of transcranial direct current stimulation on sports performance[J]. China sports science, 2020, 40(6): 83-95 (in Chinese).

[23] GROSPRETRE S, GRANDPERRIN Y, NICOLIER M, et al. Effect of transcranial direct current stimulation on the psychomotor, cognitive, and motor performances of power athletes[J]. Scientific reports, 2021, 11(1): 9731.

[24] ANGIUS L, MAUGER A R, HOPKER J, et al. Bilateral extracephalic transcranial direct current stimulation improves endurance performance in healthy individuals[J]. Brain stimulation, 2018, 11(1): 108-117.

[25] DISSANAYAKA T D, ZOGHI M, FARRELL M, et al. Sham transcranial electrical stimulation and its effects on corticospinal excitability: A systematic review and meta-analysis[J]. Reviews in the neurosciences, 2018, 29(2): 223-232.

[26] AMBRUS G G, AL-MOYED H, CHAIEB L, et al. The fade-in-short stimulationfade out approach to sham tDCS-reliable at 1 mA for naive and experienced subjects, but not investigators[J]. Brain stimulation, 2012, 5(4): 499-504.

[27] GANDIGA P C, HUMMEL F C, COHEN L G. Transcranial DC stimulation (tDCS): A tool for double-blind sham-controlled clinical studies in brain stimulation[J]. Clinical neurophysiology, 2006, 117(4): 845-850.

[28] HERMENS H J, FRERIKS B, MERLETTI R, et al. European recommendations for surface electromyography[J]. Roessingh research and development, 1999, 8(2): 13-54.

[29] DAVIS J K, GREEN J M. Caffeine and anaerobic performance: Ergogenic value and mechanisms of action[J]. Sports medicine, 2009, 39(10): 813-832.

[30] TANI K, HIRATA A, TANAKA S. Quantitative assessment of pain threshold induced by a single-pulse transcranial magnetic stimulation[J]. Frontiers in neuroscience, 2020, 14: 559.

[31] SOUSA A S P. Surface electromyographic amplitude normalization methods: A review[J]. Electromyography: New developments, procedures and applications, 2012(4): 19-39.

[32] LU P, HANSON N J, WEN L, et al. Transcranial direct current stimulation enhances muscle strength of non-dominant knee in healthy young males [J]. Frontiers in physiology, 2021, 12: 788719.

[33] KENVILLE R, MAUDRICH T, MAUDRICH D, et al. Cerebellar transcranial direct current stimulation improves maximum isometric force production during isometric barbell squats[J]. Brain science, 2020, 10(4): 235.

[34] MONTENEGRO R, OKANO A, GURGEL J, et al. Motor cortex tDCS does not improve strength performance in healthy subjects [J]. Motriz revista de educao física, 2015, 21(2): 185-193.

[35] GLEESON N P, MERCER T H. The utility of isokinetic dynamometry in the assessment of human muscle function[J]. Sports medicine, 1996, 21(1): 18-34.

[36] TAYLOR J L, GANDEVIA S C. A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions [J]. Journal of applied physiology, 2008, 104(2): 542-550.

[37] 付光亮，孟庆华，鲍春雨. 功能性踝关节不稳者本体感觉力学差异及平衡训练干预效果[J]. 应用力学学报, 2021, 38(6): 2426-2431.
FU Guangliang, MENG Qinghua, BAO Chunyu. Differences in proprioceptive mechanics and the intervention effect of balance training in functional ankle arthropods[J]. Chinese journal of applied mechanics, 2021, 38(6): 2426-2431 (in Chinese).

[38] MATHIASSEN S E. Influence of angular velocity and movement frequency on development of fatigue in repeated isokinetic knee extensions[J]. European journal of applied physiology and occupational physiology, 1989, 59(1/2): 80-88.

[39] VITOR-COSTA M, OKUNO N M, BORTOLOTTI H, et al. Improving cycling performance: transcranial direct current stimulation increases time to exhaustion in cycling[J]. PloS one, 2015, 10(12): e0144916.

[40] MáRQUEZ-RUIZ J, LEAL-CAMPANARIO R, SáNCHEZ-CAMPUSANO R, et al. Transcranial direct-current stimulation modulates synaptic mechanisms involved in associative learning in behaving rabbits[J]. Proceedings of the national academy of sciences, 2012, 109(17): 6710-6715.

[41] LAMPROPOULOU S I, NOWICKY A V. The effect of transcranial direct current stimulation on perception of effort in an isolated isometric elbow flexion task[J]. Motor control, 2013, 17(4): 412-426.

[42] KAN B, DUNDAS J E, NOSAKA K. Effect of transcranial direct current stimulation on elbow flexor maximal voluntary isometric strength and endurance[J]. Applied physiology nutrition and metabolism, 2013, 38(7): 734-739.

[43] BOGGIO P S, CASTRO L O, SAVAGIM E A, et al. Enhancement of non-dominant hand motor function by anodal transcranial direct current stimulation[J]. Neuroscience letters, 2006, 404(1/2): 232-236.

[44] DE GENNARO L, CRISTIANI R, BERTINI M, et al. Handedness is mainly associated with an asymmetry of corticospinal excitability and not of transcallosal inhibition[J]. Clinical neurophysiology, 2004, 115(6): 1305-1312.

[45] PRIORI A, OLIVIERO A, DONATI E, et al. Human handedness and asymmetry of the motor cortical silent period[J]. Experimental brain research, 1999, 128(3): 390-396.

[46] ÖZCAN A, TULUM Z, LAMIA P, et al. Comparison of pressure pain threshold, grip strength, dexterity and touch pressure of dominant and non-dominant hands within and between right- and left-handed subjects[J]. Journal of Korean medical science, 2004, 19(6): 874-878.

[47] TANAKA S, HANAKAWA T, HONDA M, et al. Enhancement of pinch force in the lower leg by anodal transcranial direct current stimulation[J]. Experimental brain research, 2009, 196(3): 459-465.

[48] HAZIME F A, DA CUNHA R A, SOLIAMAN R R, et al. Anodal transcranial direct current stimulation (tDCS) increases isometric strength of shoulder rotators muscles in handball players[J]. International journal of sports physical therapy, 2017, 12(3): 402-407.

[49] VARGAS V Z, BAPTISTA A F, PEREIRA G O C, et al. Modulation of isometric quadriceps strength in soccer players with transcranial direct current stimulation: A crossover study[J]. Journal of strength and conditioning research, 2018, 32(5): 1336-1341.

[50] HANNAH R, IACOVOU A, ROTHWELL J C. Direction of tDCS current flow in human sensorimotor cortex influences behavioural learning[J]. Brain stimulation, 2019, 12(3): 684-692.

[51] CATINO L, MALLOGGI C, SCARANO S, et al. Quadriceps activation during maximal isometric and isokinetic contractions: The minimal real difference and its implications[J]. Isokinetics and exercise science, 2021, 29(3): 277-289.

[52] 傅维杰, 刘宇, 熊晓洁, 等. 外加弹性紧身装置对田径运动员下肢肌力、疲劳与肌肉活动的影响[J]. 中国运动医学杂志, 2010, 29(6): 631-635.
FU Weijie, LIU Yu, XIONG Xiaojie, et al. The Influence of external elastic compression on the muscular strength, fatigue and activity of track and field athletes[J]. Chinese journal of sports medicine, 2010, 29(6): 631-635 (in Chinese).

[53] DEL VECCHIO A, NEGRO F, FELICI F, et al. Associations between motor unit action potential parameters and surface EMG features[J]. Journal of applied physiology, 2017, 123(4): 835-843.

[54] 张剑, 庄洁, 陈佩杰. 经颅磁刺激及其在运动科学中的应用展望[J]. 中国运动医学杂志, 2009, 28(3): 353-356.
ZHANG Jian, ZHUANG Jie, CHEN Peijie. Transcranial magnetic stimulation and its application prospects in sports science[J]. Chinese journal of sports medicine, 2009, 28(3): 353-356 (in Chinese).

[55] JEFFERY D T, NORTON J A, ROY F D, et al. Effects of transcranial direct current stimulation on the excitability of the leg motor cortex[J]. Experimental brain research, 2007, 182(2): 281-287.

[56] HAND B J, OPIE G M, SIDHU S K, et al. Motor cortex plasticity and visuomotor skill learning in upper and lower limbs of endurance-trained cyclists[J]. European journal of applied physiology, 2022, 122(1): 169-184.

[57] FRAZER A, WILLIAMS J, SPITTLES M, et al. Anodal transcranial direct current stimulation of the motor cortex increases cortical voluntary activation and neural plasticity[J]. Muscle nerve, 2016, 54(5): 903-913.

[58] HORDACRE B, GOLDSWORTHY M R, VALLENCE A M, et al. Variability in neural excitability and plasticity induction in the human cortex: A brain stimulation study[J]. Brain stimulation, 2017, 10(3): 588-595.

（编辑　黄崇亚　张璐）